

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-350715

(43)Date of publication of application : 19.12.2000

(51)Int.Cl.

A61B 5/055  
G01R 33/48

(21)Application number : 2000-152885

(71)Applicant : SIEMENS AG

(22)Date of filing : 24.05.2000

(72)Inventor : LAUB GERHARD

(30)Priority

Priority number : 99 19924448

Priority date : 28.05.1999

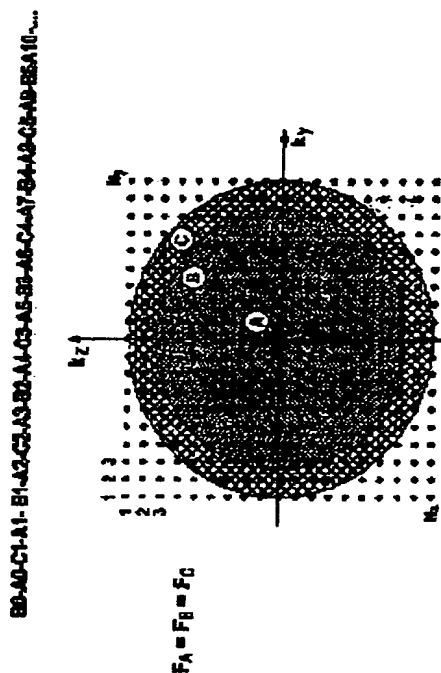
Priority country : DE

**(54) METHOD FOR OBTAINING THREE-DIMENSIONAL RECORD TIME AND POSITION RESOLVED BY MAGNETIC RESONANCE AND APPARATUS FOR PRACTICING THIS METHOD**

**(57)Abstract:**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To improve position and/or time resolution of measurement by deciding the time order so as to catch the central segments more frequently than the outside segments in k-shape for different combination of phase coding.

**SOLUTION:** The areas of segments A, B and C are all equal. The measurement order corresponding to individual segment is that the data for the center are measured with a frequency double the data for outside segment B and C. The symmetry of k-shape division better fits the object to be taken in the ring-form segmentation. For instance, when the object is a blood vessel with a longitudinal direction along the read-out gradient, the cross-section of the blood vessel positions within both phase coding gradient planes. The cross-section of the blood vessel is described by a circular plane for the first approximation, and segmentation of the ring-form k-shape enables diffused state of diffused medium and practice of 3D measurement. Thus, an optimum relation of time and position resolution is obtained.





では請求項1の特許事項により、装置に関しては請求項9の自由事項により解決される。これらの方法により、二重の観点で、3D像データに決定されるデータ量が減少するので、従来の通常の方式の像よりも高い時間/位置分解能が得られる。一方では、3Dのk空間の「コーナー」に位置している行がz方向に決定されず、その際にこのことは既に知られている理由から像質を、実際上悪化させない。他方では、セグメント化に基づいてk空間のリング状の範囲のみは、各々の3Dデータレコードに対して新たに決定されるが、他のリング状のセグメントは相対的に3Dデータレコードに対して共通に使用される。前述のドイツ特許公開第43 27 325号明細書に提案されている3Dのk空間における立方体の範囲内のセグメント化に比べて、リング状のセグメント化は、後で図面により一層詳細に説明するように、一層良く適合し、またこうして一層良い位置/時間分解能を与える。

[00115] 好適な実施例では、中央セグメントの外側のセグメント内で、時間的に中央のセグメントの測定時間との周りに位置している測定状態の内側が実行される。それによって位置/時間分解能がもう一層改善される。

[00116] 本質的に三次元のk空間の平均のみ、さらに四分の一のみを測定することによっても、位置分解能を取るに足るほど低下せずに、測定するデータ量を減少することができる。その際には、生データはセグメントが輪に共役対称であり、従って四分の一または生データレコードの半分が完全に省略をえているという事実を利用する。MR画像撮影に本方法を使用することは特に有利である。何故なら、それにより血管内での造影剤濃度を非常に良く観察できるからである。

[00117]

[発明の実施の形態] 以下本発明が解決しようとする課題ならびに実施例を図1ないし9により一層詳細に説明する。

[00118] 図1ないし9は従来の技術を示し、ここでは単に解決すべき問題を説明する役割をする。

[00119] 図1は造影剤注入と動脈内の造影剤濃度(動脈位相とも呼ばれる)および静脈内の造影剤濃度(静脈位相とも呼ばれる)との間の関係を示す。造影剤注入は時点0で開始し、また造影剤が通常「通過時間」と呼ばれる動脈内の造影剤は再び減少し、その代わり静脈内で増大する。造影剤はここに応用される下1重のみ付けされたシーケンスの際に、その造影剤特性に基づいて造影剤濃度を求める。大抵の場合には、まず第一に動脈内での造影剤の検出を見ることが希望され、その際に静脈内での造影剤は検出されるだけである。従って多くの検査の際に測定時間差Tsが、観察される動脈の中で造影剤濃度が増大を有し、他方において静脈内ではまだ低くであるように設定される。しかしそれによって造影

剤濃度のダイナミクスは過程を加速することはできず、また冒頭で既に説明したように、測定が特定の、予め正確に定められなければならない時間窓の間に進行しなければならぬという問題を有する。従って、はるかに広汎な方法は、造影剤注入の後に測定を連続的に実行すること、即ち異なる時点での造影剤の濃度を、より多くのデータを取定することである。しかしその際に、既に冒頭にあげた理由から、十分な時間分解能と、十分な位置分解能との双方を得るべく、十分に多くのデータを測定することとは困難である。

[0020] 知られている解決策は、k空間をセグメント化し、またk空間の中央のセグメントを幾何セグメントよりも頻繁に測定することにある。

[0021] この原理を説明するため、先ず図2に三次元の生データレコードを取得する従来のパルスシーケンスの概要を示す。その際、高周波パルスR1Dによる励起に、先ず、この例では直交座標系のyおよびz方向に位置している位相コーディングが続く。さらに第3の方向、例えばx方向のプリフェージングが続く。続いて、共振信号Sがx方向の抽出し、Gの下に抽出される。この過程が異なる位相コーディングGおよびGzにより繰り返され、こうして得られた共振信号Sが時間範囲内で走査され、デジタル化され、次いで得られた数値が共振信号S毎に生データマトリックスの行の中に記入される。生データマトリックスは、共振信号Sのモザイクの中で一般に「k空間」と呼ばれる測定データ空間とみなされる。

[0022] 信号SがSの空間的な出所に関する、像生のために必要な情報は位相情報の中にコード化されておられ、その際に位置空間(即ち像)とk空間との間に二次元のフーリエ変換に関する関係がある。即ち

[数1]

$$S(k_x, k_y, k_z) = \iiint \rho(x, y, z) e^{i(k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz$$

が成り立ち、ここで下記の定義が成り立つ。

[数2]

$$k_x(t) = \gamma \int_0^t G_x(t) dt$$

$$k_y(t) = \gamma \int_0^t G_y(t) dt$$

$$k_z(t) = \gamma \int_0^t G_z(t) dt$$

$\rho$  = 核スピンドensity

[0023] GxおよびGzの異なる値を有する測定を順番に繰り返すことにより、上記の定義されたk空間の中で、例えば図3中に示すように、三次元のデータレコードが得られる。その際に各々の信号はx方向の行に相応する。

[0024] 図3中に示すk空間を、z方向に3つのセ

間的な分解能との間の妥協である。

[0006] ドイツ特許第37 325号明細書には、時間的な分解能の低下を受け受する必要なしに、動きの激しい過程に対する測定時間を短くできる方法が開示されている。その際、k空間は個々のセグメントに分割される。運動進行の異なる時点でもより多くの生データレコードを取得する際に、中央のセグメントの番号がらう時間的に相対的に生データレコードに対して共通に使用される。即ち中央のセグメントは、その他のセグメントよりも頻繁に測定される。その際、生データレコードから作成される像のコントラストが、ほぼk空間の中心により決定されているという事実が利用される。

[0007] この方法により、僅かにMR測定の時間および/または位置分解能は明らかに改善されるが、多くの用途で、特に3Dデータレコードの像の位置または時間分解能がまだ十分でない。

[0008] 例えはA. Bernsteinの論文 "Are the corners of k-space worth preserving?" Society of Magnetic Resonanceの論文集、1995、第2巻、第734頁から、k空間のコーナー、即ち円の外側に位置しているデータを像再構成の際に像質の大きな低下なしに棄却し得ることは知られている。

[0009] Society of Magnetic Resonanceの論文集、1995、第106頁のJ.M. Pauly他の論文 "A circular echo planar pulse sequence" によれば、この事実は、EPIシーケンスによりk空間の内側の範囲を走査するために利用される。その際生データマトリックスの行は、抽出し方向にk空間の縁に向かって短縮される。

[0010] ドイツ特許公開第43 17 028号明細書から、三次元のk空間の変形されたキーホール走査方法が公知である。k空間は立方体状の部分範囲に分割されており、その際に各々の立方体はz座標方向に全てのk空間を含んでいる。この場合には、測定から測定へと繰り返して、全データレコードの部分範囲が予め定められた順序で更新される。

[0011] ドイツ特許公開第197 13 005号明細書から、MR画像により造影剤を追跡するため、共振信号の位相コーディングを、k空間の中央の範囲内の測定範囲がk空間内の測定範囲よりも早い時点で取得されるように実行することは知られている。

[0012] セグメント化はこの方法では予定されていない。

[0013]

[発明が解決しようとする課題] 本発明の課題は、多くの三次元のデータレコードを取得する方法または装置を、測定位置および/または時間分解能が改善されるように構成することである。

[0014]

[課題を解決するための手段] この課題は、方法に關し

要を示す線図。

【図4】従来方法におけるセグメントへのk空間の分割の概要を示す線図。

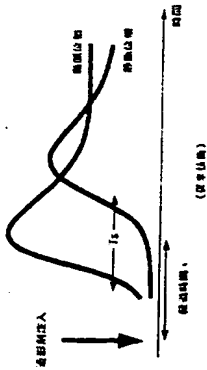
【図5】測定順序は各々の測定値にわたる内側のリング状のセグメント化を示す線図。

【図6】内側を記入されている同様のセグメント化を示す線図。

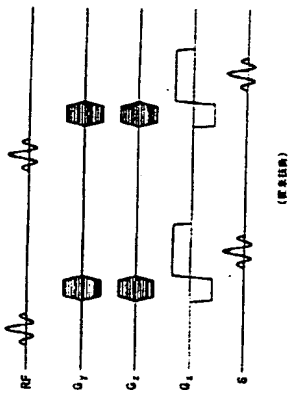
【図7】k空間の上半分のみが走査される方法を示す線図。

【図8】k空間の上半分のみが走査される方法を示す線図。

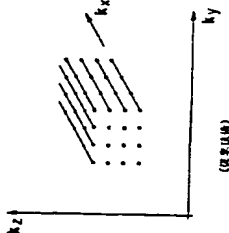
【図1】



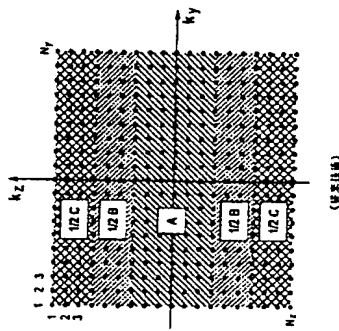
【図2】



【図3】



【図4】



グメントに分割することは知られている。これらのセグメントを、図4中にz-y断面で示す。中央のセグメントには参照符号Aを付してある。上側および下側に、それぞれセグメントBの半部が描かれている。それに、最後に、セグメントCとしてセグメントCの両方の半部が描く。セグメントA、BおよびCは、例えば同一の体積を有している。

【0025】位相コーディング勾配Gy、Gzの相應の設定により、セグメントのどれに後続の核共鳴信号から取得された測定値を対応付けるかが決定される。図5は、第1の行の中に、例えば個々のセグメントへの測定値の対応付けのための順序を示す。セグメント表示A、B、Cに続く数字により、その際の当該セグメント中の各測定番号が示されている。この図から認識されるように、中央のセグメントAでの測定は、外側のセグメントBおよびC中での測定の2倍の頻度で測定される。その際、像コンストラストは本質的にk空間の中央により決定され、より低い頻度でしか測定されない外側の範囲は、像の印象にはほとんど影響しないという事実を利用する。

【0026】図5の下欄には、どのように測定値が5つの相続く生データマトリックスに対応付けられるかの概要を示す。生データマトリックスの中央は、測定A1ないしA5を形成する。セグメントBおよびCに対する測定値は、セグメントAに対する相応の測定値よりも時間的に前または後に得られるので、ここにセグメントBおよびCの中で先に測定された測定値および後に測定された測定値からの内側が実行される。例えば図5の第1行の中で測定A1の時点を観察すると、測定B0は測定A1の前の第3の測定であり、また測定B1は測定A1にすぐ続く測定であることが認識される。従って測定値B...は、その測定A1への時間的間隔に相応して重み付けされる。即ちB0は1/4により、またB1は3/4に於ける他の測定値についても、相応に振る舞われる。

【0027】この形式のセグメント化は、確かに実行すべき測定回数の異なる減少に通ずるが、それは次の欠点を有する。即ち、yおよびx方向の位置/時間分解能は減少し、減少しないが、x方向の位置/時間分解能は減少する。観察すべき血管がyまたはx方向に位置しているならば、このことは実際に意味しない。しかし観察すべき血管がそれに対して斜めにまたが方向に位置しているならば、位置/時間分解能は正に、それが最も多用される方向で減ぜられる。従ってこの方法の質は、観察すべき血管がセグメント化の方向に於いてどの方向に位置しているかに強く依存している。この方向依存性は、本発明により三次元のk空間をリング状のセグメントA、BおよびCに分割するならば除かれる。図6は相應の例を再びz-y断面で示す。セグメントA、BおよびCの面積はそれぞれ等しい。個々のセグメントに相応付けられた測定は、図6中に同じく示されている順序

は、図5中に示す順序と同一である。即ちここでも中央のセグメントAに対するデータは外側のセグメントBおよびCに対するデータの2倍の頻度で測定される。

【0028】k空間分割の対称性は、リング状のセグメント化の際には画像すべき対象物により良く適合している。例えば対象物が斜めに勾配に沿う長手方向を有する血管であれば、血管の横断面は両方の位相コーディング勾配GyおよびGzの平面内に位置する。血管横断面は、第1近似では円形平面により記述され、またこうしてリング状のk空間のセグメント化は、問題に最も良く適合している。その結果、時間的および位置的な分解能の最適な関係が得られる。必要な測定の数は公知の解法に比べて減少する。何故なら、リング状のセグメントBおよびCの外側に位置するマトリックスの行は測定されないからである。

【0029】図7は、セグメントBおよびC中のデータが、時間的にその通りの測定Aの最も近くに位置している測定から内側により得られることを示す。

【0030】完全な像データレコードを取得するために必要な測定回数は、生データマトリックスがk空間の中で長手方向であるという事実を利用するならば、さらに減少可能である。それによって、図8中に示すように、k空間の半部のみ、または図9中に示すように、k空間の四分の一のみの測定に限ることができる。この技術は半フーリエまたは四分の一フーリエ取得として知られている。

【0031】半フーリエ技術の際には、例えばx方向に60の測定点があり、またy方向に120の測定点があり1×1mmの等方性の分解能の際に選ぶことができる。測定すべき核共鳴信号の数は、その場合、 $n = \pi/4 \times 60 \times 120 \sim 5640$ である。

【0032】3つのリングセグメントの面積が等しい場合には、各々のセグメントは、例えば180の行を含んでいる。時間的な分解能、即ち2つの中央セグメントの時間的間隔は、その場合に3760×TR (TRはパルスシーケンスの繰り返し時間)である。3ミリの繰り返し時間の場合、これは3D後データレコードに対して11.3秒の測定時間を生ずる。時間的経過を追跡するためには、多くのこのような測定を相続に行い、その際に造影剤濃縮のダイナミクスを追跡のために十分な位置的および時間的な分解能を得ることができる。ここに示したセグメントの並びはセグメントの面積は例に過ぎないことに注意されたい。応用に応じて、セグメントの並びおよび互いの面積比は様々な適宜可能である。

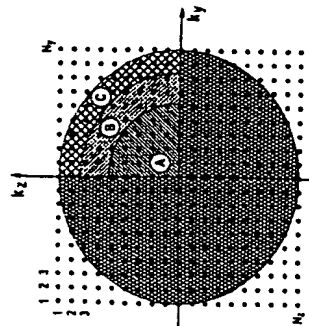
【図面の簡単な説明】

【図1】注入後の造影剤濃縮の経過を示す線図。

【図2】を実行するためのパルスシーケンスの概要例を示す線図。

【図3】従来方法におけるk空間内の測定点の分布の概

[図5]



[図6]

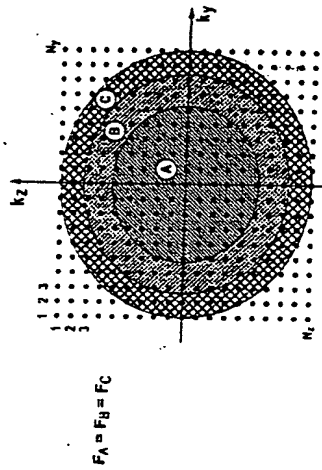
図4のセグメントの置き方の図

B0-A0-C1-A1-B1-A2-C2-A3-B2-A4-C3-A5-B3-A6-C4-A7-B4-A8-C5-A9-B5A10....

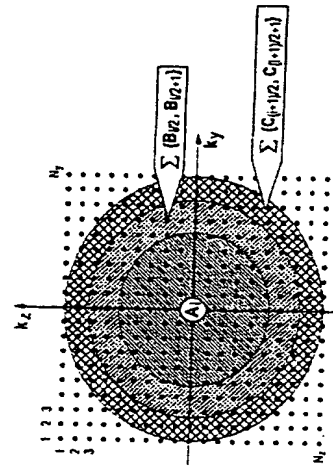
$\{3/4C1, 1/4C2\}$   $\{1/4C1, 3/4C2\}$   $\{3/4C2, 1/4C3\}$   $\{1/4C3, 3/4C3\}$   $\{3/4C3, 1/4C4\}$   
 $\{1/4B0, 3/4B1\}$   $\{3/4B1, 1/4B2\}$   $\{1/4B1, 3/4B2\}$   $\{3/4B2, 1/4B3\}$   $\{1/4B2, 3/4B3\}$   
 $A1$   $A2$   $A3$   $A4$   $A5$   
 $\{1/4B0, 3/4B1\}$   $\{3/4B1, 1/4B2\}$   $\{1/4B1, 3/4B2\}$   $\{3/4B2, 1/4B3\}$   $\{1/4B2, 3/4B3\}$   
 $\{3/4C1, 1/4C2\}$   $\{1/4C1, 3/4C2\}$   $\{3/4C2, 1/4C3\}$   $\{1/4C3, 3/4C3\}$   $\{3/4C3, 1/4C4\}$

[図6]

B0-A0-C1-A1-B1-A2-C2-A3-B2-A4-C3-A5-B3-A6-C4-A7-B4-A8-C5-A9-B5A10....



[図7]



[図8]

